

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

УО «ВИТЕБСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ОРДЕНА ДРУЖБЫ НАРОДОВ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

ДОСТИЖЕНИЯ ФУНДАМЕНТАЛЬНОЙ, КЛИНИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЫ И ФАРМАЦИИ

Материалы 69-ой научной сессии сотрудников университета

29-30 января 2014 года

УДК 616+615.1+378
ББК 5Я431+52.82я431
Д 70

Редактор:

Профессор, доктор медицинских наук В.П. Дейкало

Заместитель редактора:

доцент, кандидат медицинских наук С.А. Сушков

Редакционный совет:

Профессор В.Я. Бекиш, профессор Г.Н. Бузук,
профессор С.Н. Занько, профессор В.И. Козловский,
профессор Н.Ю. Коневалова, д.п.н. З.С. Кунцевич,
д.м.н. Л.М. Немцов, профессор В.П. Подпалов,
профессор М.Г. Сачек, профессор В.М. Семенов,
доцент Ю.В. Алексеенко, доцент С.А. Кабанова,
доцент Л.Е. Криштопов, доцент С.П. Кулик,
ст. преп. Л.Н. Каныгина.

ISBN 978-985-466-694-5

Представленные в рецензируемом сборнике материалы посвящены проблемам биологии, медицины, фармации, организации здравоохранения, а также вопросам социально-гуманитарных наук, физической культуры и высшей школы. Включены статьи ведущих и молодых ученых ВГМУ и специалистов практического здравоохранения.

УДК 616+615.1+378
ББК 5Я431+52.82я431

ISBN 978-985-466-694-5

© УО “Витебский государственный
медицинский университет”, 2014

Таблица. Клинические факторы достоверно коррелирующие с достоверным снижением агрегации клеточных элементов крови у пациентов с артериальной гипертензией II степени

Показатели	Коэффициент корреляции
Наличие стенокардии	0,45*
Хроническая сердечная недостаточность II степени	0,52*
Длительность артериальная гипертензия менее 6 лет	0,32*
Холестерин более 5,5 ммоль/л	0,27*
Женский пол	0,34*
Прием одного иАПФ и достижение АД менее 140/80 мм рт.ст.	0,41*

Примечание: * - $p < 0,05$.

выявленные клинические факторы достоверно коррелирующие со снижением агрегации ЛТС может быть использованы для выделения группы пациентов с артериальной гипертензией, у которой применение курса валериановых ванн может сопровождаться достоверным снижением агрегации ЛТС.

Полученные данные могут быть использованы для формирования индивидуальных программ применения валериановых ванн у пациентов с артериальной гипертензией.

Выводы.

Выделены клинические факторы, достоверно ассоциированные со снижением агрегации лейкоцитарно-тромбоцитарной суспензии у пациентов с артериальной гипертензией II степени при использовании валериановых ванн, что может быть использовано для индивидуализации лечения этой группы пациентов.

Литература:

1. Born, G.V.R. Aggregation of blood platelet by

adenosine diphosphate and its reversal / G.V.R. Born // Nature. – 1962. – Vol.194. – P. 927–929.

2. Гидробальнеотерапия больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями: пособие для врачей / О.Б.Давыдова, Н.В.Львова, Ю.Ю.Тупицына. – М., 2002.

3. Маколкин, В.И. Микроциркуляция и поражение органов-мишеней при артериальной гипертензии / В.И. Маколкин // Кардиология. – 2006. – № 2. – С. 83–85.

4. Мухарлямов, Ф. Ю. Эффективность программ восстановительной коррекции функционального состояния организма при артериальной гипертензии / Ф. Ю. Мухарлямов, Е. С. Иванова, А. Н. Разумов // Вопр. курортологии, физиотерапии и ЛФК. – 2008. – № 6. – С. 12–14.

5. Улащик В. С. Физиотерапия: новые направления, аппараты и методы / В. С. Улащик // Здравоохранение. – 2009. – № 9. – С. 57–63.

6. Улащик В. С. Универсальная медицинская энциклопедия / В. С. Улащик // Физиотерапия. – Кн. дом, 2008. – 640 с.

КРИТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ МЕТОДИКИ ПОСТРОЕНИЯ РИТМОГРАММ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Лоллини В.А., Науменко А.А., Лоллини С.В.

УО «Витебский государственный медицинский университет»

Актуальность. Метод оценки вариабельности сердечного ритма (BCP), в настоящее время, достаточно распространенная технология оценки функционального состояния регуляторных механизмов организма и широко используется в экспериментальной и клинической практике [2,3]. Метод базируется на длительной регистрации ЭКГ с последующим построением ритмограмм и их математической обработке [1].

Материал и методы. Широко используемый в настоящее время способ построения кардиоритмограмм, состоит в том, что временная последовательность кардиоинтервалов RR_i изображается графически в двумерной системе координат следующим образом: по оси абсцисс откладывается порядковый номер текущего значения RR-интервала, а по оси ординат – значение самого RR-интервала, выраженное в единицах времени (обычно, в мсек) [4]. В преобладающем большинстве публикаций утверждается, что по оси абсцисс откладывается время t регистрации кардиоинтервалов, что неверно как раз в рамках данной методики. Это об-

условлено тем, что откладывание по оси абсцисс порядковых номеров кардиоинтервалов означает построение последовательности равноотстоящих во времени ординат, равных соответствующим значениям RR-интервалов. При этом разность двух соседних порядковых номеров RR-интервалов, равная единице, рассматривается как аналог некоторого интервала времени $\Delta t = \text{Const}$, разделяющего во времени два соседних кардиоинтервала RR_{i-1} и RR_i . Величина Δt выступает в качестве своего рода единицы измерения времени. В качестве ее может быть принято среднее значение последовательности RR-интервалов, полученных прямыми измерениями RR на кардиограмме.

Если использовать вышеприведенный термин “время регистрации кардиоинтервала”, то целесообразно отказаться от принимаемого, как правило, “по умолчанию” равенства $\Delta t = \text{Const}$ отдать себе отчет в том, о чем с полной очевидностью свидетельствует кардиограмма, как информационный источник ритмограммы, а именно: величину очередного (“текущего”) значения кардиоинтервала

RR_i мы узнаём с момента регистрации предшествующего кардиоинтервала RR_{i-1} через интервал времени равный $\Delta t = RR_i \neq \text{Const}$. По существующей же методике интервал времени, через который мы получаем информацию о значении RR_n , определяется как $\Delta t = \text{Const}$. Электрокардиограмма показывает, что значение n -го кардиоинтервала RR_n мы получаем через время $T = \sum RR_i$ (от $i=1$ до n), где n – текущий порядковый номер кардиоинтервала, а по существующей методике $T = n \cdot \Delta t$.

Результаты и обсуждение. Таким образом, если признать кардиограмму в качестве единственного и исчерпывающего источника информации для построения ритмограммы, то сразу становится очевидным, что существующая методика построения ритмограммы помимо информации, получаемой из кардиограммы в виде последовательных значений кардиоинтервалов, использует не связанные с кардиограммой методические приемы, определяющие взаимное расположение ординат ритмограммы вдоль оси абсцисс, т.е. во времени. Это существенно ослабляет информационную составляющую ритмограммы и является потенциальным источником неверных выводов и ошибок при ее практическом использовании.

Существует и еще одно соображение, указывающее, что ритмограмма, построенная по существующей методике, не отражает ритм сам по себе. Если мы выстраиваем ритмограмму как последовательность равноотстоящих ординат и затем рассматриваем ее в рамках, например, гармонического анализа, то, фактически, объектом изучения является не сам ритм, а его интенсивность, энергия, его изменчивость.

Исходя из этих соображений предлагается методика анализа ритма работы сердца, в основе которой лежит ритмограмма, образованная последовательностью не равноотстоящих ординат.

Технически такая ритмограмма строится самым естественным образом. На оси абсцисс с помощью отметчика времени фиксируется время $t_{\text{окончания}}$ формирования (или время регистрации) каждого кардиоинтервала: $t_1, t_2, \dots, t_{i-1}, \dots, t_n$. Вдоль оси ординат откладываются значения самих RR -интервалов, выраженные в единицах времени, как и в действующей методике. В построенной таким способом ритмограмме мы сразу обнаруживаем, что входящие в нее ординаты оказываются не равноотстоящими. И это объективный факт, не нуждающийся ни в каких доказательствах. Описанным способом регистрируются во времени значения любых характеристик любых процессов в любой области человеческой деятельности. Построенная таким образом ритмограмма находится в полном соответствии с кардиограммой. Но она противоречит ритмограмме, построенной в рамках существующей методики.

Следствием этого противоречия является то, что прямое применение традиционного гармонического анализа к такой ритмограмме по меньшей мере математически некорректно. Требуется другой метод выделения гармонических составляющих.

Прежде всего постулируем, что спектр ритмограммы является гармоническим. Это означает, что спектральные составляющие имеют кратные частоты и математически описываются теми же

функциями, что и гармоники в ряду Фурье:

$$y_k = A_k \sin(\omega_k t + \varphi_{0k}), \quad (1)$$

где y_k – текущее значение ординаты k -ой гармоники, A_k – амплитуда гармоники, ω_k – круговая частота и φ_{0k} – начальная фаза гармоники. При этом

$$\omega_k = k\omega_1, \quad (2)$$

где ω_1 – частота первой гармоники, ω_k – частота k -ой гармоники.

Предлагаемый алгоритм основывается на известном из области математической статистики методе наименьших квадратов. Сущность предлагаемого метода состоит в следующем.

Задается исходная ритмограмма, построенная по предлагаемой методике, т.е. содержащая N не равноотстоящих ординат, равных соответствующим значениям кардиоинтервалов. Т.е. в ней ордината, соответствующая значению RR_i , смещена вдоль оси времени от ординаты, соответствующей предшествующей ординаты RR_{i-1} на величину RR_i ($i = 1, 2, 3, \dots, N$). Выделение гармоник из ритмограммы производится одна за другой. Перед операцией выделения гармоник отыскивается дисперсия D ритмограммы как усредненная мера интенсивности колебаний ритма в целом (известная теорема Парсеваля):

$$D = 1/N \cdot \sum (RR_i - \overline{RR})^2 \quad (3)$$

Через нее для каждой гармоники будет вычисляться относительная мощность M_{ok} найденной гармоники по следующей формуле: $M_{ok} = A^2 / D \cdot 100$ (%). Максимальное значение M_{ok} не превышает 100 %.

Поэтому по M_{ok} можно с полным основанием судить о вкладе соответствующей гармоники в гармонический спектр ритмограммы. Критерием окончания процедуры выделения гармонических составляющих ритмограммы принимается сумма относительных мощностей всех выделенных, которая также не может превысить 100 %.

Для выделяемой гармоники задается круговая частота ω_k , используя выражение (2). После этого простым перебором возможных значений A – амплитуды, и φ_0 – начальной фазы, начиная от $A = 0$ и $\varphi_0 = 0$, отыскиваются такие их значения, при которых сумма квадратов отклонений значений ритмограммы от вычисленных по уравнению (1) для всех последовательных значений t_i окажется минимальной.

Выводы. Таким образом, предлагаемый способ построения ритмограммы существенно увеличивает её информативную нагрузку включая возможность и обоснованность корректного использования спектрального анализа.

Литература:

1. Баевский, Р.М. Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии / Р.М. Баевский. – М., Медицина, 1979. – 298 с.
2. Михайлов, В.М. Вариабельность ритма сердца. Опыт практического применения метода / В.М. Михайлов. – Иваново, 2000. – 200 с.
3. Яблучанский, Н.И. Вариабельность сердечного ритма в помощь практическому врачу / Н.И. Яблучанский, А.В. Мартыненко. – Харьков, 2010. – 131 с.
4. Task Force of the European of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. HeartRate Variability. Standart of Measurements, Physiological interpretation, and Clinical Use. Circulation. 1996; 93:1043-1065.